

**PCT**WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM  
Internationales BüroINTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE  
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> :  <b>G06T 5/50</b>		A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 99/62031</b>  (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 2. Dezember 1999 (02.12.99)
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE99/01545</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 26. Mai 1999 (26.05.99)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: 198 23 597.6 27. Mai 1998 (27.05.98) DE</p> <p>(71) Anmelder (<i>für alle Bestimmungsstaaten ausser US</i>): DEUTSCHES KREBSFORSCHUNGSZENTRUM STIFTUNG DES ÖFFENTLICHEN RECHTS (DE/DE); Im Neuheimer Feld 280, D-69210 Heidelberg (DE).</p> <p>(72) Erfinder; und</p> <p>(75) Erfinder/Anmelder (<i>nur für US</i>): KRESS, Jürgen [DE/DE]; Heinrich Heine Strasse 13, D-69221 Dossenheim (DE). BAHNER, Malte [DE/DE]; Karlstrasse 9, D-69117 Heidelberg (DE). DEBUS, Jürgen [DE/DE]; Kreuz 11, D-76618 Stettfeld (DE).</p> <p>(74) Anwälte: CASTELL, Klaus usw.; Gutenbergstrasse 12, D-52349 Düren (DE).</p>		<p>(81) Bestimmungsstaaten: JP, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p><b>Veröffentlicht</b>  <i>Mit internationalem Recherchenbericht. Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist; Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.</i></p>	
<p>(54) Title: METHOD FOR NOISE AND ARTEFACTS REDUCTION THROUGH DIGITAL IMAGE SUBTRACTION</p> <p>(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR RAUSCH- UND ARTEFAKTRREDUKTION BEI DIGITALEN SUBTRAKTIONSBILDVERFAHREN</p> <p>(57) Abstract</p> <p>The invention relates to a method for reducing noise and artefacts in digital subtraction imaging processes. A subtraction image data set is produced from two volume data sets, each volume data set consisting of a number of elements (voxels). A uni- or multidimensional vector (grey-scale value) is allocated to each voxel. A first m-dimensional limit vector, m corresponding to the number of dimensions of the vectors of the subtraction image data set, and a first proximity relation between the voxels of the subtraction image data set are defined. At least the n-te (<math>n \in \mathbb{N}_+</math>) component of the m components of all of the vectors of the subtraction data set in each case is compared with the nth component of the first limit vector and when a predetermined first selection condition is fulfilled, are set at a predetermined first unit value. Each nth component of a voxel-allocated vector which does not fulfil the first selection condition is compared with the nth components of the vectors allocated to the voxels deemed closest to the voxel concerned according to the first proximity relation and when a predetermined second selection condition is fulfilled, is also set at the predetermined first unit value.</p> <p>(57) Zusammenfassung</p> <p>Bei einem Verfahren zur Rausch- und Artefaktreduktion bei digitalen Subtraktionsbildverfahren, bei welchen ein Subtraktionsbilddatensatz aus zwei Volumendatensätzen erzeugt wird, wobei jeder Volumendatensatz aus einer Vielzahl von Elementen (Voxeln) besteht und jedem Voxel ein ein- oder mehrdimensionaler Vektor (Grauwert) zugeordnet ist, wird ein erster m-dimensional Grenzvektor, wobei m der Anzahl der Dimensionen der Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes entspricht, und eine erste Nachbarschaftsbeziehung zwischen den Voxeln des Subtraktionsbilddatensatzes definiert, wenigstens die n-te (<math>n \in \mathbb{N}_+</math>) Komponente der jeweils m Komponenten aller Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes mit der n-ten Komponente des ersten Grenzvektors verglichen und bei Erfüllung einer vorbestimmten ersten Auswahlbedingung auf einen vorbestimmten ersten Einheitswert gesetzt, wobei jede nicht die erste Auswahlbedingung erfüllende n-te Komponente eines einem Voxel zugeordneten Vektors mit den n-ten Komponenten der dem Voxel gemäß der ersten Nachbarschaftsbeziehung benachbart liegenden Voxeln zugeordneten Vektoren verglichen und bei Erfüllung einer vorbestimmten zweiten Auswahlbedingung ebenfalls auf den vorbestimmten ersten Einheitswert gesetzt wird.</p>			

**LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AL	Albanien	ES	Spanien	LS	Lesotho	SI	Slowenien
AM	Armenien	FI	Finnland	LT	Litauen	SK	Slowakei
AT	Österreich	FR	Frankreich	LU	Luxemburg	SN	Senegal
AU	Australien	GA	Gabun	LV	Lettland	SZ	Swasiland
AZ	Aserbaidschan	GB	Vereinigtes Königreich	MC	Monaco	TD	Tschad
BA	Bosnien-Herzegowina	GE	Georgien	MD	Republik Moldau	TG	Togo
BB	Barbados	GH	Ghana	MG	Madagaskar	TJ	Tadschikistan
BE	Belgien	GN	Guinea	MK	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	TM	Turkmenistan
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	ML	Mali	TR	Türkei
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	MN	Mongolei	TT	Trinidad und Tobago
BJ	Benin	IE	Irland	MR	Mauretanien	UA	Ukraine
BR	Brasilien	IL	Israel	MW	Malawi	UG	Uganda
BY	Belarus	IS	Island	MX	Mexiko	US	Vereinigte Staaten von Amerika
CA	Kanada	IT	Italien	NE	Niger	UZ	Usbekistan
CF	Zentralafrikanische Republik	JP	Japan	NL	Niederlande	VN	Vietnam
CG	Kongo	KE	Kenia	NO	Norwegen	YU	Jugoslawien
CH	Schweiz	KG	Kirgisistan	NZ	Neuseeland	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	PL	Polen		
CM	Kamerun	KR	Republik Korea	PT	Portugal		
CN	China	KZ	Kasachstan	RO	Rumänien		
CU	Kuba	LC	St. Lucia	RU	Russische Föderation		
CZ	Tschechische Republik	LI	Liechtenstein	SD	Sudan		
DE	Deutschland	LK	Sri Lanka	SE	Schweden		
DK	Dänemark	LR	Liberia	SG	Singapur		
EE	Estland						

- 1 -

Verfahren zur Rausch- und Artefaktreduktion  
bei digitalen Subtraktionsbildverfahren

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Rausch- und Artefaktreduktion bei  
5 digitalen Subtraktionsbildverfahren, insbesondere bei digitalen  
Subtraktionsangiographieverfahren, bei welchen ein  
Subtraktionsbilddatensatz aus zwei Volumendatensätzen erzeugt wird,  
wobei jeder Volumendatensatz aus einer Vielzahl von Elementen (Voxeln)  
besteht und jedem Voxel ein ein- oder mehrdimensionaler Vektor  
10 (Grauwert) zugeordnet ist.

Solche Verfahren sind bekannt, zum Beispiel aus dem Aufsatz vom K.-H.  
Englmeier et al.: "ein Verfahren zur computergestützten, dreidimensionalen  
Subtraktionsangiographie mit Hilfe der Spiralröntgencomputertomographie"  
in: Radiologe (1996), 36: 360-364 oder dem Aufsatz von W. Lumboldt et  
al.: "CT-Subtraktionsangiographie - Ergebnisse mit einem automatisierten  
15 "elastischen" Subtraktionsalghorithmus", in: Radiologe (1997), 37: 89-93.  
Sie dienen dazu, bei Subtraktionsbildverfahren, bei denen zwei  
Volumendatensätze voneinander "substrahiert" werden, Rauschen und  
Artefakte weitestmöglichst zu reduzieren. Die Ausgangsvolumendatensätze  
20 stammen dabei von einer elektromechanischen oder elektronischen  
Abtasteinrichtung, einem bildgebenden medizinischen Gerät, zum Beispiel  
einem Ultraschall- oder Röntgengerät, einem Computer-, Magnetresonanz-  
oder Positronenemissionstomographen oder wurden sonstwie erzeugt, zum

- 2 -

Beispiel aus gemessenen Daten berechnet. Beide Volumendatensätze enthalten Informationen über ein- und dasselbe Aufnahmegerüst, unterscheiden sich jedoch zum Beispiel hinsichtlich bestimmter Aufnahmeparameter, zum Beispiel der Leistung, mit der ein Röntgengerät

5 bei der Aufnahme der beiden Volumendatensätze betrieben wurde. Sie können sich aber auch dadurch unterscheiden, daß physikalische und/oder chemische Eigenschaften des sich in dem Aufnahmegerüst befindenden, zu untersuchenden Körpers verändert wurden, wie zum Beispiel bei der Subtraktionsangiographie, bei der mit derselben Röntgenleistung zwei  
10 Volumendatensätze ein und desselben Körperteils, insbesondere des menschlichen Kopfes, erzeugt werden, wobei die Aufnahme jedoch einmal mit und einmal ohne vorherige Verabreichung eines Kontrastmittels gemacht wird.

Schließlich können die beiden Volumendatensätze auch von gänzlich  
15 unterschiedlichen Aufnahmeeinrichtungen stammen, zum Beispiel vom einem Computertomographen, der einen guten Knochen-Weichteil-Kontrast liefert, und einem Magnetresonanztomographen, der einen guten Weichteil-Weichteil-Kontrast liefert. Durch die Subtraktion der beiden Volumendatensätze erhofft man sich eine Verbesserung der in den  
20 Volumendatensätzen enthaltenen Informationen. So können zum Beispiel bei der Subtraktionsangiographie, bei der es um die Sichtbarmachung von Gefäßen geht, die hier nur störenden Informationen über vorhandene Knochen weitestgehend eliminiert werden.

- 3 -

Bei den Ausgangs-Volumendatensätzen kann es sich um in einem Aufnahmeschritt aufgenommene Volumendatensätze handeln, wie sie zum Beispiel von bestimmten medizinischen bildgebenden Geräten, zum Beispiel 3D-Ultraschallwandlern erzeugt werden, oder um aus einer Anzahl von 5 zweidimensionalen Schnittbildern, wie sie zum Beispiel von den meisten Computertomographen oder üblichen 2D-Ultraschallwandlern geliefert werden, zusammengesetzte Volumendatensätze handeln. Die beiden Ausgangsvolumendatensätze besitzen in der Regel, insbesondere natürlich immer dann, wenn sie von einem und demselben Aufnahmegerät stammen, die 10 gleichen Dimensionen, bestehen also zum Beispiel aus 136 x 256 x 256 Voxeln. Es können aber auch Volumendatensätze zueinander in Beziehung gesetzt und voneinander subtrahiert werden, die nicht aus derselben Anzahl von Voxeln bestehen, was in der Regel dann auftritt, wenn die Volumendatensätze nicht von einem einzigen Aufnahmegerät aufgenommen 15 wurden. Dabei wird der Aufnahmeraum in an sich bekannter Weise in kleine Raumeinheiten unterteilt und die in eine bestimmte Raumeinheit fallenden Voxel des einen Volumendatensatzes werden nach entsprechender Interpolation von den in dieselbe Raumeinheit fallenden Voxeln des anderen Volumendatensatzes "subtrahiert", wobei natürlich nicht Voxel, die 20 ja nur den Ort beschreiben, an dem eine bestimmte Information aufgenommen wurde, sondern die jedem Voxel in Form eines ein- oder mehrdimensionalen Vektors zugeordneten Werte voneinander subtrahiert werden.

Den einzelnen Voxeln des Volumendatensatzes sind also Vektoren

- 4 -

zugeordnet, die im einfachsten Fall, wenn es sich um Grauwertbilder handelt, eindimensional (skalar) sind und deren Komponenten in der Regel nur aus einer ganzen Zahl aus einem vorbestimmten Wertebereich, zum Beispiel [0,255], mit einer vorbestimmten Anzahl, zum Beispiel 256 möglicher Zahlenwerte besteht, die dann möglichen Graustufen des jeweiligen Volumendatensatzes entsprechen, wobei zum Beispiel der niedrigste Wert für ein weißes, der höchste Wert für ein schwarzes Voxel steht, wobei aber auch beliebige andere Zuordnungen möglich sind.

Den Voxeln können anstelle eindimensionaler auch, wie zum Beispiel bei Farbbildern, dreidimensionale Vektoren zugeordnet sein, deren Komponenten den möglichen Intensitätsniveaus dreier Grundfarben, zum Beispiel den Farben rot, grün, blau oder zyan, magenta und gelb entsprechen.

Schließlich können den Voxeln auch Vektoren mit mehr als drei Dimensionen zugeordnet sein, zum Beispiel 20-dimensionale wie bei einigen Radarbeobachtungssatelliten, deren 20 verschiedenen Komponenten dann zum Beispiel den möglichen Intensitätsniveaus verschiedener Meßgrößen entsprechen.

Die in den Volumendatensätzen und insbesondere dem daraus erzeugten Subtraktionsbilddatensatz enthaltenen Informationen können in an sich bekannter Weise angezeigt werden, zum Beispiel in Form einer plastischen Pseudo-3D-Darstellung auf einem Bildschirm oder einem Drucker

- 5 -

ausgegeben werden, wozu die unterschiedlichsten Verfahren, zum Beispiel sogenannte Raytracing-Verfahren oder die sogenannte maximale Intensitätsprojektion verwendet werden.

Nun sind nicht nur die Ausgangs-Volumendatensätze mit Rauschen und je  
5 nach Aufnahmeverfahren - auch mit Artefakten behaftet, auch beim "Subtrahieren" treten aus unterschiedlichsten Gründen neues Rauschen und neue Artefakte auf. Insbesondere bei der Subtraktionsangiographie beruht ein Teil der auftretenden Artefakte auf translatorischen Verschiebungen des untersuchten Körpers zwischen der Aufnahme der beiden  
10 Volumendatensätze. Das in dem genannten Aufsatz von Englmeier beschriebene Verfahren ermittelt solche Translationen unter Verwendung der sogenannten "Cepstrumfiltermethode". Es kann zwar einen Teil der auftretenden Artefakte beseitigen, ist jedoch aufgrund der bei diesem Verfahren durchzuführenden Interpolationen zum einem rechenzeitaufwendig und zum anderen mit einem Informationsverlust  
15 verbunden. Zudem erscheint fraglich, ob das Verfahren Artefakte, die aufgrund einer fehlenden Synchronität von Röntgenröhre und Röntgentisch auftreten, überhaupt beseitigen kann. Das in dem genannten Aufsatz von Lumboldt beschriebene Verfahren kann dem gegenüber sowohl  
20 Translationen als auch Verzerrungen korrigieren, wozu in den Volumendatensätzen kongruente Voluminaflächen, Kanten und Punkte elastisch zur Deckung gebracht werden. Dieses sogenannte "elastische Matchen" ist jedoch ebenfalls sehr rechenzeitaufwendig, und ist nicht nur mit einem Informationsverlust aufgrund der auch bei diesem Verfahren

- 6 -

auszuführenden Interpolationen, sondern auch mit einem Verlust der gerade bei der Subtraktionsangiographie sehr hohen geometrischen Exaktheit verbunden.

Davon ausgehend liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren  
5 zur Rausch- und Artefaktreduktion bei Subtraktionsbildverfahren anzugeben, das zum einen Rauschen und Artefakte weitestgehend ohne Informationsverlust reduziert und das zum anderen eine möglichst geringe Komplexität aufweist, so daß das Verfahren sehr schnell arbeitet.

Die Aufgabe wird gelöst von einem Verfahren der eingangs genannten Art,  
10 bei welchem ein erster m-dimensionaler Grenzvektor, wobei m der Anzahl der Dimensionen der Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes entspricht, und eine erste Nachbarschaftsbeziehung zwischen den Voxeln des Subtraktionsbilddatensatzes definiert werden, wenigstens die n-te (wobei n Element der positiv natürlichen Zahlen ist) Komponente der jeweils m-  
15 Komponenten aller Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes mit der n-ten Komponente des ersten Grenzvektors verglichen und bei Erfüllung einer vorbestimmten ersten Auswahlbedingung auf einen vorbestimmten ersten Einheitswert gesetzt wird und wobei jede nicht die erste Auswahlbedingung erfüllende n-te Komponente eines einem Voxel zugeordneten Vektors mit den n-ten Komponenten der dem Voxel gemäß der ersten Nachbarschaftsbeziehung benachbart liegenden Voxeln zugeordneten Vektoren und bei Erfüllung einer vorbestimmten zweiten Auswahlbedingung ebenfalls auf den vorbestimmten ersten Einheitswert  
20

- 7 -

gesetzt wird. Dabei enthält die erste Auswahlbedingung vorzugsweise eine Abfrage, ob der Wert der jeweils mit der entsprechenden Komponente des ersten oder zweiten Grenzvektors verglichenen Komponente des jeweiligen Vektors über- oder unterhalb des Wertes der entsprechenden Komponente des jeweiligen Grenzvektors liegt.

Die zweite Auswahlbedingung kann vorteilhaft eine Ähnlichkeitsabfrage enthalten, ob einem oder mehreren der gemäß der ersten Nachbarschaftsbeziehung dem jeweils betrachteten Voxel benachbart liegenden Voxeln Vektoren zugeordnet sind, deren Komponenten der jeweils betrachteten Komponente des dem betrachteten Voxel zugeordneten Vektors ähnlich sind.

Die Erfindung beruht also auf dem Grundgedanken, daß nach der Subtraktion die verbliebenen Artefakte zufällig verteilt sind und keine größeren zusammenhängenden Strukturen bilden. Stammen beide Datensätze von ein und demselben Aufnahmegerät, ist diese Annahme jedenfalls immer dann gerechtfertigt, wenn sich das Objekt zwischen den Aufnahmen der beiden Datensätze gar nicht oder nur sehr wenig bewegt hat. Insbesondere bei medizinischen Bilddatensätzen wird also in der Regel auf eine ausreichende Immobilisierung in an sich bekannter Weise zu achten sein. Trifft die genannte Annahme zu, können alle keine zusammenhängenden Strukturen bildenden Voxel oder Ansammlungen von Voxeln (Cluster) auf einen vorbestimmten ersten Einheitswert, zum Beispiel Null gesetzt werden und erscheinen bei einer anschließenden

- 8 -

Darstellung des Subtraktionsbilddatensatzes zum Beispiel mittels der erwähnten maximalen Intensitätsprojektion nicht und sind gewissermaßen "durchsichtig". Es sei an dieser Stelle betont, daß wenn hier davon gesprochen wird, daß "ein Voxel auf einen bestimmten Einheitswert" 5 gesetzt wird, damit natürlich gemeint ist, daß die jeweils betrachtete Komponente des dem Voxel zugeordnetem Vektors auf diesen Einheitswert gesetzt wird. Bei reinen Grauwertbildern sind die den Voxeln zugeordneten Vektoren natürlich eindimensional und jedem Voxel ist nur ein einziger, skalarer Wert zugeordnet. Aus historischen Gründen werden allerdings 10 auch mehrdimensionale Vektoren oftmals als "Grauwert" der Voxel bezeichnet, wobei das erfindungsgemäße Verfahren bei Volumendatensätzen aus Voxeln, denen mehrdimensionale Vektoren zugeordnet sind, dann zum einen so durchgeführt werden kann, daß jeweils nur eine bestimmte Komponente der Vektoren, die zum Beispiel dem 15 Meßwert für das Absorptionsverhalten in dem Voxel für Strahlung einer bestimmten Intensität entspricht, betrachtet wird. Das erfindungsgemäße Verfahren kann aber auch so durchgeführt werden, daß nacheinander oder abwechselnd mehrere oder alle Komponenten der Vektoren daraufhin untersucht werden, ob sie Rauschen und/oder Artefakte repräsentieren, um 20 dann auf den bzw. die vorbestimmten Einheitswerte (in der Regel Null) gesetzt zu werden.

Eine besonders einfache Durchführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens läßt sich vorteilhaft dann realisieren, wenn die Voxel der beiden Volumendatensätze und der Schnittbildsätze jeweils einem Pixel

eines aus einer Vielzahl von Pixeln bestehenden Schnittbildes einer den Volumen- und den Bilddatensatz bildenden Anzahl von Schnittbildern entsprechen, was zum Beispiel bei den meisten bildgebenden Verfahren in der Medizin, insbesondere der Subtraktionsangiographie der Fall ist. Dann

5 kann nämlich die erste Nachbarschaftsbeziehung derart definiert werden, daß zu jedem Pixel einer Schicht nur ein Pixel aus anderen, an die Schicht des jeweiligen Pixels angrenzenden Schichten, nicht aber Pixel aus derselben Schicht als benachbart angesehen werden. Die Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes wird nämlich bei solchen aus einer Anzahl von

10 Schnittbildern bestehenden Volumendatensätzen der einfacheitshalber so vorgenommen, daß jeweils einander räumlich entsprechende Schichten aus beiden Volumendatensätzen voneinander subtrahiert werden, so daß Subtraktionsartefakte in jeder Schicht gesondert entstehen und in der Regel keine sich über mehrere Schichten hinwegziehenden zusammenhängenden

15 Cluster bilden. Man kann daher diesen Schritt des erfindungsgemäßen Verfahrens als "Kontinuitätscheck" bezeichnen, bei dem also geprüft wird, ob ein aufgrund seiner zum Beispiel oberhalb bestimmter, in dem ersten Grenzvektor festgelegter Grenzwerte liegenden "Grauwerte" als Artefaktvoxel in Betracht kommendes Voxel Entsprechungen in seiner

20 Nachbarschaft bzw. benachbarten Schichten hat. Hat es diese Entsprechungen -hat also der Grauwert über mehrere Voxel hinweg eine gewisse Kontinuität - so wird davon ausgegangen, daß es sich nicht um einen zufällig entstandenen Artefakt, sondern um tatsächlich interessierende Informationen handelt und die Komponenten der den entsprechenden

25 Voxeln zugeordneten Vektoren bleiben unverändert.

- 10 -

In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung kann wenigstens ein zweiter m-dimensionaler Grenzvektor definiert werden und vor der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes kann wenigstens eine Komponente der Vektoren wenigstens eines der beiden Volumendatensätze mit der entsprechenden 5 Komponente des Grenzvektors verglichen und bei Erfüllung einer dritten Auswahlbedingung auf einen vorbestimmten, nicht notwenigerweise mit dem ersten Einheitswert identischen zweiten Einheitswert gesetzt werden. Dies entspricht dem, was man in der Bildverarbeitung allgemein als "Glättung" bezeichnet und dient dazu, bestimmte, unter oder oberhalb eines 10 gewissen Schwellenwertes liegende "Grauwerte" zu unterdrücken, so daß bei der anschließenden Subtraktion der beiden Volumendatensätze tatsächlich nur diejenigen Voxel voneinander "subtrahiert" werden, die überhaupt dafür in Frage kommen, relevante Informationen zu enthalten.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist vorgesehen, daß 15 bei der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes nur diejenigen Voxel der Volumendatensätze berücksichtigt werden, deren zugeordnete Vektoren Komponenten besitzen, die in vordefinierte erste, nicht notwendigerweise für beide Volumendatensätze identische m-dimensionale Wertebereiche fallen. In der Regel ist es dabei vorteilhaft vorzusehen, daß die 20 Wertebereiche für jeden der Volumendatensätze verschieden sind. Man kann diesen Verfahrensschritt als "parametrisierte Subtraktion" bezeichnen und sie dient ähnlich wie die zuvor beschriebene Glättung dazu, nur diejenigen Voxel bei der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes zu berücksichtigen, die tatsächlich relevante Informationen enthalten, was

- 11 -

nicht nur die Bildqualität erheblich verbessert, sondern was auch die Komplexität der auszuführenden Subtraktionen und - je nach Umsetzung - auch die Anzahl der auszuführenden Subtraktionen erheblich verringert und es damit ermöglicht, das erfindungsgemäße Verfahren besonders schnell auszuführen.

5 Je nach Art des Subtraktionsbildverfahrens, bei dem das erfindungsgemäße Verfahren angewandt werden soll, kann es vorkommen, daß bei der zuvor beschriebenen "parametrisierten Subtraktion" noch Voxel berücksichtigt wurden und zu entsprechenden Artefakten führen, die an sich nicht weiter interessieren. Diese Voxel können in einem sogenannten "Ausdünnungsschritt" nach der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes und vor dem Vergleich der Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes mit dem ersten Grenzvektor dadurch ausgesondert werden, daß eine nicht notwendigerweise mit der ersten Nachbarschaftsbeziehung identische zweite 10 Nachbarschaftsbeziehung definiert wird und daß die Voxel des Subtraktionsbilddatensatzes, denen Vektoren mit Komponenten innerhalb eines vorbestimmten zweiten m-dimensionalen Wertebereichs zugeordnet sind, ausgewählt werden und daß wenigstens eine Komponente des Vektors jedes ausgewählten Voxels dann auf einen vorbestimmten dritten 15 Einheitswert (in der Regel Null) gesetzt wird, wenn bei der Erzeugung dieser ausgewählten Voxeln berücksichtigten Voxeln eines der beiden Volumendatensätze gemäß der zweiten Nachbarschaftsbeziehung Voxel benachbart liegen, die bei der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes 20 aufgrund entweder des Über- oder des Unterschreitens des zugeordneten

- 12 -

Wertebereichs nicht berücksichtigt wurden. Dieser vorteilhafte "Ausdünnungsschritt" des erfindungsgemäßen Verfahrens wird - ebenso wie der "Kontinuitätscheck" und die "parametrisierte Subtraktion" - nachfolgend am Beispiel der Anwendung des erfindungsgemäßen  
5 Verfahrens bei der Subtraktionsangiographie unter Bezugnahme auf die beigefügten Figuren näher erläutert. Es zeigen,

Figuren 1 und 2 zwei von einem Computertomographen jeweils an der selben Stelle aufgenommene Schnittbilder eines menschlichen Schädels, jedoch einmal ohne (Figur 2) und einmal mit (Figur 1) vorheriger Verabreichung  
10 eines Kontrastmittels,

Figur 3 das Ergebnisbild einer reinen "voxelweisen" Subtraktion des in Figur 2 gezeigten Schnittbildes von dem in Figur 1 gezeigten Schnittbild,

15 Figur 4 das Ergebnis einer nach dem erfindungsgemäßen Verfahren ausgeführten "parametrisierten Subtraktion" der Schnittbilder gemäß Figur 1 und Figur 2 voneinander,

20 Figur 5 eine plastisch wirkende maximale Intensitätsprojektion eines kompletten, mittels der parametrisierten Subtraktion erzeugten Subtraktionsbilddatensatzes,

- 13 -

Figur 6 das Schnittbild gemäß Figur 4, jedoch nach dem Ausführen des Ausdünnungsschritts und des Kontinuitätschecks und

Figur 7 eine maximale Intensitätsprojektion des kompletten, aus einer Anzahl von Schnittbildern wie den Figur 6 gezeigten bestehenden Subtraktionsbilddatensatzes.

In den Figuren 1 und 2 sind zwei von einem Computertomographen jeweils am selben Ort aufgenommene Schnittbilder eines menschlichen Schädels gezeigt, wobei jedoch vor der Aufnahme des in Figur 1 gezeigten Schnittbildes dem untersuchten Patienten ein Kontrastmittel verabreicht wurde, so daß die durchbluteten Gefäße in Figur 1 heller erscheinen als in Figur 2. Im Abstand weniger Millimeter aufgenommene Schnittbilder der in Figuren 1 und 2 gezeigten Art bilden die Ausgangs-Volumendatensätze, aus denen nun Subtraktionsbilddatensätze erzeugt werden sollen. Dabei besteht ein solcher Volumendatensatz zum Beispiel aus 136 Schnittbildern, die jeweils aus zum Beispiel  $256 \times 256$  Pixeln bestehen. Jedem Pixel (wenn man ein einziges Schnittbild betrachtet) bzw. jedem Voxel (wenn man den gesamten Volumendatensatz betrachtet) ist ein im Falle der Computertomographie eindimensionaler Vektor zugeordnet, dessen einzige Komponente nur ganzzahlige Werte aus einem vorbestimmten Wertebereich, zum Beispiel [0,255] annehmen kann, wobei der angenommene Wert dem Absorptionsverhalten für Röntgenstrahlung einer bestimmten Wellenlänge, nämlich der Wellenlänge des verwendeten

- 14 -

Computertomographen entspricht.

Bei allen hier gezeigten Figuren ist dabei die Umsetzung der gemessenen Absorptionswerte in bildlich darstellbare Grauwerte so gewählt, daß Bildelemente, in denen eine stärkere Absorption der Strahlung gemessen wurde, heller erscheinen als Bildelemente, die die Strahlung nur wenig oder gar nicht absorbieren. Die Schädeldecke des Patienten erscheint daher in den Schnittbildern der Figuren 1 und 2 als dicke, ringförmige, weiße Linie.

Da bei Computertomographen der Weichteil-Weichteil-Kontrast bekannterweise schlecht ist, wird bei der Subtraktionsangiographie ein Kontrastmittel verabreicht, so daß die Gefäße bei der Aufnahme mit Kontrastmittel heller erscheinen (Figur 1) als bei der Aufnahme derselben Gefäße ohne Kontrastmittel (Figur 2). Da die Helligkeit der hier nicht interessierenden Knochen bei beiden Aufnahmen an sich identisch sein müßte, da sie nicht durch das Kontrastmittel beeinflußt wird, sollten die Knochen und weiteren nicht interessierenden Gebiete bei der Subtraktion des an der selben Stelle aufgenommenen Schnittbildes gemäß Figur 2 von dem Schnittbild gemäß Figur 1 wegfallen und es sollten in dem Differenzbild nur die durchbluteten und damit durch das Kontrastmittel hervorgehobenen Gefäße zurückbleiben.

Wie Figur 3 zeigt, ist dies nicht der Fall und man erkennt neben dem Rauschen noch die typischen Knochenartefakte. Diese stammen nicht von

- 15 -

einer Translation, da sich sonst sowohl an der frontalen als auch an der okzipitalen Kalottenseite die typischen hellen und dunklen Streifen zeigten.

Wie in Figur 4 gezeigt, kann die erfindungsgemäß ausgeführte "parametrisierte Subtraktion" diese Artefakte bereits deutlich verringern.

- 5 Bei der "parametrisierten Subtraktion" wird - angewendet auf die Subtraktionsangiographie - davon ausgegangen, daß die interessierenden Gefäße in einem ohne Kontrastmittel aufgenommenen Schnittbild nur Absorptionswerte innerhalb eines bestimmten ersten Wertebereichs besitzen können. Es wird also zum Beispiel angenommen, daß alle helleren Gebiete
- 10 in dem Schnittbild von Knochen stammen. In analoger Weise wird angenommen, daß die interessierenden Gefäße nach Verabreichung des Kontrastmittels in einem Schnittbild nur Werte innerhalb eines bestimmten zweiten Wertebereichs annehmen können, der bei diesem Beispiel natürlich oberhalb des ersten Wertebereichs liegen muß, da das Kontrastmittel gerade
- 15 dazu führt, daß die Gefäße heller erscheinen. Bei der parametrisierten Subtraktion werden nun überhaupt nur diejenigen Voxel berücksichtigt, denen Werte zugeordnet sind, die innerhalb des für den jeweiligen Volumendatensatz zugeordneten Wertebereichs liegen. Wie Figur 4 zeigt, sind die Artefakte bereits signifikant reduziert, jedoch noch nicht zufriedenstellend unterdrückt. Eine maximale Intensitätsprojektion eines aus
- 20 einer Anzahl von Schnittbildern gemäß Figur 4 bestehenden Subtraktionsbilddatensatzes (Figur 5) zeigt noch Störungen. Werden nun der Ausdünnungsschritt und der Kontinuitätscheck durchgeführt, so erhält man diagnostisch wertvolle Schnittbilder, wie in Figur 6 gezeigt, wobei ein

ganzer Satz solcher Schnittbilder dann zum Beispiel mit der genannten maximalen Intensitätsprojektion als dreidimensionales Bild dargestellt werden kann (Figur 7). Dabei beruht der sogenannte Ausdünnungsschritt auf der Annahme, daß speziell bei der Computertomographie Knochen in 5 ihren Randbereichen aufgrund von Partialvolumeneffekten Absorptionswerte besitzen können, die deutlich geringer sind, als im Zentrum des Knochens, so daß die Randbereiche der Knochen zu Voxeln führen, denen Grauwerte zugeordnet sind, die innerhalb des ersten oder zweiten Wertebereichs liegen und die deshalb bei der parametrisieren 10 Subtraktion nicht erfaßt werden können, da ihre Helligkeit der Helligkeit der interessierenden Gefäße entspricht. Ein Nichtberücksichtigen dieser Voxeln bei der parametrisierten Subtraktion könnte also nur dadurch erreicht werden, daß die Wertebereiche entsprechend verkleinert würden, was dann aber zur Konsequenz hätte, daß auch die eigentlich 15 interessierenden Gefäße herausfielen. Beim sogenannten Ausdünnungsschritt wird nun überprüft, ob in der Nachbarschaft solcher Voxel, die bei der parametrisierten Subtraktion berücksichtigt wurden, eventuell Voxel liegen, die bei der Subtraktion aufgrund zu hoher Grauwerte als Knochen identifiziert und bei der Subtraktion nicht 20 berücksichtigt wurden. Ist dies der Fall, so wird davon ausgegangen, daß auch die zu diesen nicht berücksichtigten Voxeln benachbart liegenden, jedoch nicht ganz so hell erscheinenden Voxel Teile des nicht interessierenden Knochens, nämlich dessen stets nicht so stark absorbierende Randbereiche repräsentieren. Die auf diese Weise als zum 25 Knochen gehörig identifizierten Voxel werden dann entsprechend behandelt

- 17 -

und zum Beispiel, wie in den Figuren 6 und 7 gezeigt, auf "Null" gesetzt, so daß sie in den Bildern nicht mehr in Erscheinung treten und die reinen, eigentlich interessierenden Gefäßstrukturen deutlich sichtbar werden. Es sei an dieser Stelle betont, daß dieser Ausdünnungsschritt natürlich theoretisch  
5 auch vor der Subtraktion ausgeführt werden könnte, so daß bereits in den ursprünglichen Volumendatensätzen diejenigen Voxel identifiziert werden könnten, die Knochenrandbereiche repräsentieren. Da jedoch in den ursprünglichen Datensätzen entsprechend viele "Knochenvoxel" enthalten sind, wäre eine solche Vorgehensweise sehr aufwendig. Besser ist es daher,  
10 zunächst durch die einfachere Subtraktionsoperation bereits einen Großteil der Knochenvoxel zu entfernen, so daß im Ausdünnungsschritt nur noch relativ wenige mögliche Knochenrandbereichsvoxel identifiziert und ausgedünnt werden müssen, was vorteilhaft eine besonders schnelle Ausführung des Verfahrens sicherstellt.

**Patentansprüche:**

1. Verfahren zur Rausch- und Artefaktreduktion bei digitalen Subtraktionsbildverfahren, insbesondere bei digitalen Subtraktionsangiographieverfahren, bei welchen ein Subtraktionsbild-  
5 datensatz aus zwei Volumendatensätzen erzeugt wird, wobei jeder Volumendatensatz aus einer Vielzahl von Elementen (Voxeln) besteht und jedem Voxel ein ein- oder mehrdimensionaler Vektor (Grauwert) zugeordnet ist, *dadurch gekennzeichnet, daß* ein erster m-dimensionalen Grenzvektor, wobei m der Anzahl der Dimensionen  
10 der Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes entspricht, und eine erste Nachbarschaftsbeziehung zwischen den Voxeln des Subtraktionsbilddatensatzes definiert werden, daß wenigstens die n-te (n ∈ N<sub>+</sub>) Komponente der jeweils m Komponenten aller Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes mit der n-ten Komponente des ersten  
15 Grenzvektors verglichen und bei Erfüllung einer vorbestimmten ersten Auswahlbedingung auf einen vorbestimmten ersten Einheitswert gesetzt wird, daß jede nicht die erste Auswahlbedingung erfüllende n-te Komponente eines einem Voxel zugeordneten Vektors mit den n-ten Komponenten der dem Voxel gemäß der ersten  
20 Nachbarschaftsbeziehung benachbart liegenden Voxeln zugeordneten Vektoren verglichen und bei Erfüllung einer vorbestimmten zweiten Auswahlbedingung ebenfalls auf den vorbestimmten ersten Einheitswert gesetzt wird.

- 19 -

2. Verfahren nach Anspruch 1, *dadurch gekennzeichnet, daß,* wenigstens ein zweiter m-dimensionaler Grenzvektor definiert wird und daß vor der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes wenigstens eine Komponente der Vektoren wenigstens eines der 5 Volumendatensätze mit der entsprechenden Komponente des Grenzvektors verglichen und bei Erfüllung einer dritten Auswahlbedingung auf einen vorbestimmten, nicht notwendigerweise mit dem ersten Einheitswert identischen zweiten Einheitswert gesetzt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, *dadurch gekennzeichnet, daß* bei der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes nur diejenigen 10 Voxel der Volumendatensätze berücksichtigt werden, deren zugeordnete Vektoren Komponenten besitzen, die in vordefinierte erste, nicht notwendigerweise für beide Volumendatensätze identische m-dimensionale Wertebereiche fallen.
4. Verfahren nach Anspruch 3, *dadurch gekennzeichnet, daß* die 15 Wertebereiche für jeden Volumendatensatz verschieden sind.
5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, *dadurch gekennzeichnet, daß* eine nicht notwendigerweise mit der ersten Nachbarschaftsbeziehung identische zweite Nachbarschaftsbeziehung definiert wird, daß vor 20 dem Vergleich der Vektoren des Subtraktionsbilddatensatzes mit dem ersten Grenzvektor die Voxel des Subtraktionsbilddatensatzes, denen Vektoren mit Komponenten innerhalb eines vorbestimmten zweiten

- 20 -

- m-dimensionalen Wertebereichs zugeordnet sind, ausgewählt werden und daß wenigstens eine Komponente des Vektors jedes ausgewählten Voxels dann auf einen vorbestimmten dritten Einheitswert gesetzt wird, wenn den bei der Erzeugung dieser 5 ausgewählten Voxeln berücksichtigten Voxeln eines der beiden Volumendatensätze gemäß der zweiten Nachbarschaftsbeziehung Voxel benachbart liegen, die bei der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes aufgrund entweder des Über- oder des Unterschreitens des zugeordneten Wertebereichs nicht berücksichtigt 10 wurden.
- 15 6. Verfahren nach Anspruch 5, *dadurch gekennzeichnet, daß* die Auswahl der Voxel des Subtraktionsbilddatensatzes, denen Vektoren mit Komponenten innerhalb eines vorbestimmten zweiten m-dimensionalen Wertebereichs zugeordnet sind, und das Setzen der wenigstens einen Komponente des Vektors jedes ausgewählten Voxels auf einen vorbestimmten dritten Einheitswert, wenn den bei der Erzeugung dieser ausgewählten Voxeln berücksichtigten Voxeln eines der beiden Volumendatensätze gemäß der zweiten Nachbarschaftsbeziehung Voxel benachbart liegen, die bei der 20 Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes aufgrund entweder des Über- oder des Unterschreitens des zugeordneten Wertebereichs nicht berücksichtigt wurden, nach der Erzeugung des Subtraktionsbilddatensatzes erfolgt.

7. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei die Position jedes Voxels durch drei Indizes  $i, j, k \in \mathbb{N}_+$  eindeutig beschrieben werden kann, *dadurch gekennzeichnet, daß* die erste und/oder die zweite Nachbarschaftsbeziehung eine vorbestimmte Anzahl von Inkrementationen und/oder Dekrementationen eines oder mehrerer Indizes enthält.
- 5
8. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, daß* jedem Voxel ein eindimensionaler Vektor zugeordnet ist, dessen Komponente nur ganzzahlige Werte aus einem vorgegebenen Bereich möglicher Werte annehmen kann.
- 10
9. Verfahren nach Anspruch 8, *dadurch gekennzeichnet, daß* das wenigstens einer, vorzugsweise alle Einheitswerte entweder dem niedrigsten oder dem höchsten Wert des Bereichs möglicher Werte entsprechen.
- 15 10. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, daß* die erste und/oder dritte Auswahlbedingung eine Abfrage enthält, ob der Wert der jeweils mit der entsprechenden Komponente des ersten oder zweiten Grenzvektors verglichenen Komponente des jeweiligen Vektors über- oder unterhalb des Wertes der entsprechenden Komponente des jeweiligen Grenzvektors liegt.
- 20

- 22 -

11. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, *dadurch gekennzeichnet, daß* die zweite Auswahlbedingung eine Ähnlichkeitsabfrage enthält, ob einem oder mehreren der gemäß der ersten Nachbarschaftsbeziehung dem jeweils betrachteten Voxel benachbart liegenden Voxeln Vektoren zugeordnet sind, deren Komponenten der jeweils betrachteten Komponente des dem betrachteten Voxel zugeordneten Vektors ähnlich sind.  
5
12. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei jedes Voxel der beiden Volumendatensätze und des Subtraktionsbild-  
10 datensatzes jeweils einem Pixel eines aus einer Vielzahl von Pixeln bestehenden Schnittbildes einer die Volumendatensätze und den Subtraktionsbilddatensatz bildenden Anzahl von Schnittbildern entspricht, *dadurch gekennzeichnet, daß* die erste Nachbarschaftsbeziehung derart definiert ist, daß zu jedem Pixel einer Schicht nur Pixel aus anderen, angrenzenden Schichten, nicht aber  
15 Pixel aus derselben Schicht als benachbart angesehen werden.

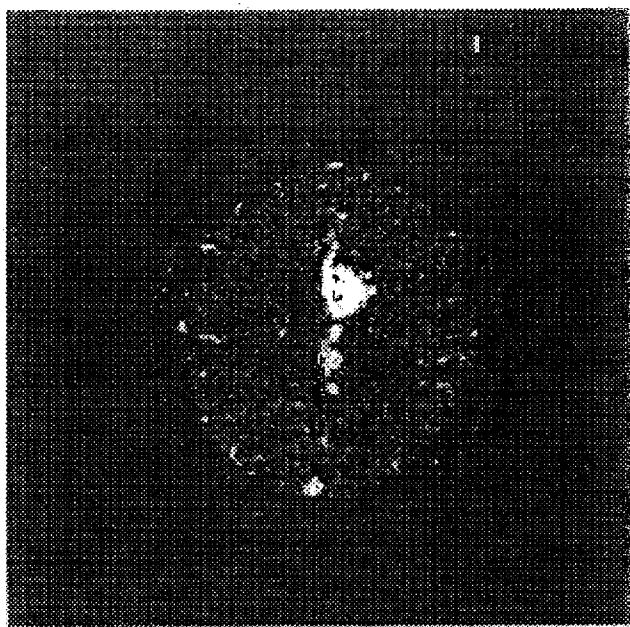


Fig. 4

**INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT**

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationale Aktenzeichen

PCT/DE 99/01545

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5647360	A 15-07-1997	KEINE	